



**Svensk Förening för Radiofysik  
Rapport nr 3**

---

**Konstanskontroll av utrustning för digital  
projektionsradiografi**

---

**Rapport från arbetsgrupp 1**

## **Inledning**

Denna rapport har utarbetats av arbetsgrupp 1 som tillsatts av Svensk Förening för Radiofysik. Arbetsgruppen tillsattes efter diskussioner om kontroll av digital röntgenutrustning vid en workshop i Borås 2006. Vid mötet diskuterades både vilka mätningar som är lämpliga att göra och vad som är en rimlig periodicitet. Diskussionerna resulterade i ett önskemål om nationella riktlinjer.

De föreskrifter som har getts ut av Statens strålskyddsinstitut SSI FS 2000:2 och som behandlar kontroll av röntgenutrustning ger anvisning om vad som skall kontrolleras men beskriver inte hur kontrollerna skall utformas. Tidigare råd från t.ex. SPRI (1976:26) om kontroll av röntgenutrustning har utformats med hänsyn till den röntgenutrustning som fanns då och är bara delvis användbar för modern röntgenutrustning. Det finns därför ett behov av råd och riktlinjer för konstansk kontroll av modern digital röntgenutrustning. Denna rapport behandlar bara utrustning för digital projektiionsradiografi och visning av de bilder som genereras av utrustningen och inte andra typer av digitala röntgenutrustningar.

Avsikten är inte att dessa kontroller i detalj skall överensstämma med vad som redovisas i SSI:s föreskrifter. De metoder som presenteras i denna rapport är inriktade mot de parametrar som bedömts vara mest relevanta att i ett system för konstansk kontroll av de moderna digitala systemen.

Andra organisationer har utarbetat rapporter om mätningar på digitala röntgenutrustningar. Dessa rapporter är oftast i huvudsak inriktade på kvalitetskontroll av utrustningarna och beskriver ganska omfattande mätningar. Vi hänvisar till dessa rapporter för råd om leverans- och kvalitetskontroll av utrustningen.

Arbetsgruppen är angelägen om att få synpunkter på dessa råd. Vi har för avsikt att, med underlag från synpunkter som lämnas av er som använt metoderna, revidera utformningen av råd och metodbeskrivningar efter ett år.

## **Metoder**

### **Allmänt**

Målsättningen för arbetsgrupp 1 har varit att utforma ett effektivt system för konstansk kontroll av utrustning för digital projektiionsradiografi. Mätningarna skall uppfylla intentionerna i gällande föreskrifter och ge en kontroll av hela kedjan från exponering till presenterad bild.

Arbetsgruppen har strävat efter att utnyttja de hjälpmedel som finns tillgängliga i de digitala röntgensystemen, inklusive administrativa system. Detta medför att en del av de metoder som föreslås förutsätter tillgång till viss hård- och mjukvara. Vi är medvetna om att detta kan medföra begränsningar i användbarheten av råden vid vissa sjukhus.

Konstansk kontroll syftar till att försäkra sig om att utrustningens prestanda inte förändras mer än vad som är acceptabelt över tiden. Förändringar kan bero på gradvis försämring av prestanda, på felfunktion för utrustningen eller på ändrade parametrar för hanteringen av mätdata. Arbetsgruppen har baserat sina förslag på bedömningar av vilka typer av felfunktion som kan förväntas och hur dessa felfunktioner kan uppstå. Vi anser att den gradvisa försämring av utrustningens prestanda som tidigare var vanlig nu är ganska ovanlig (förutom för monitorer). Målsättningen är därför att kontrollerna skall kunna fånga upp mer stegvisa förändringar som sker på grund av ändring av hård- eller mjukvara i röntgenutrustning eller bildhanteringssystem. Detta medför att kontrollerna i större utsträckning görs i samband med åtgärder på utrustningen och i mindre omfattning med en bestämd periodicitet.

De förslagna kontrollerna är inte utformade för att ge information om vad som kan ha förändrats i utrustningen utan mera för att konstatera om någon förändring ägt rum. Resultat som ligger utanför åtgärdsnivåer får därför följas av utredning för att ta reda på orsakerna. Etablering av referensvärden för konstansk kontrollerna måste också kopplas till resultat av en mer omfattande funktionskontroll av utrustningen.

**METODBESKRIVNING**  
**Konstanskontroll av lågkontrastupplösningen för**  
**'direkt-digitala' projektionsradiografisystem,**  
**Lågkontrast Detektions Index, LDI**

**Utarbetad av:** Jalil Bahar, Michael Sandborg och Bertil Axelsson

**Kontrollerad av:**

**Metodansvarig:**

Dessa personer har fått utbildning och behörighet av metodansvarig att utföra denna metod och kvitterar härmed att de förstått metoden/instruktionen:

## 1. FÖRVARING AV METODBESKRIVNINGEN

Metodbeskrivningen förvaras på Svensk förening för Radiofysiks webbserver med URL <http://www.radiofysik.org/>.

## 2. SYFTE MED METODEN

Metoden syftar till att på ett snabbt och reproducerbart sätt bestämma ett objektivet mått på lågkontrastupplösning vid projektiionsradiografi med digitala, bildgivande röntgensystem. Metoden är utprovad på s.k. direktdigitala system, men kan även provas på s.k. bildplattesystem, som då dock bör användas i s.k. fixed mode (eng.), dvs. ej i s.k. auto-mode.

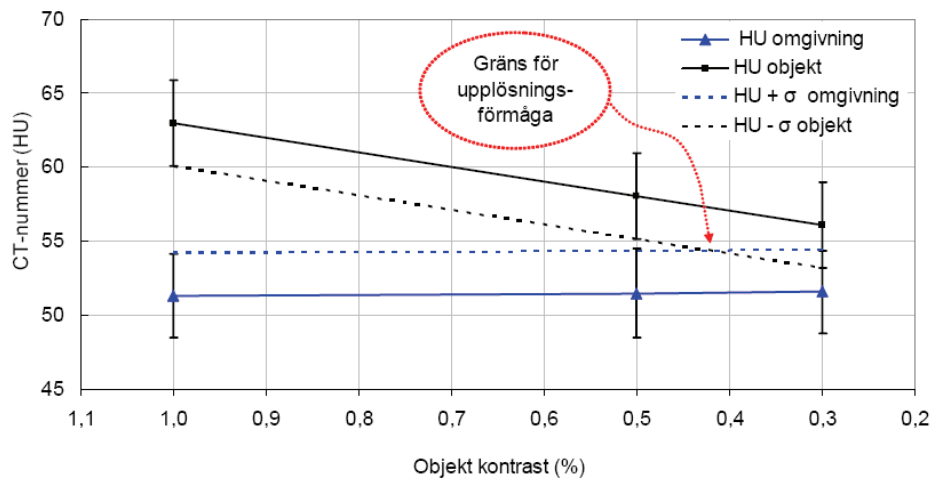
Metoden kan användas vid periodiska kontroller för att utesluta att lågkontrastupplösningen har försämrats sedan föregående mätning. Den kan även användas för att, vid exponeringsgeometrier liknande patientundersökningar, jämföra lågkontrastupplösning för olika röntgensystem där liknande röntgenundersökningar genomförs. Ett uttalat syfte med metoden är att frånga visuella bedömningar av lågkontrastupplösning för periodisk konstanskontroll då dessa subjektiva metoder har en förväntat låg precision och noggrannhet (se t.ex. Tapiovaara and Sandborg 2004).

## 3. DEFINITIONER OCH FÖRKORTNINGAR

- Lågkontrastupplösning: förmågan att upplösa (avgränsa) detaljer med låg kontrast från en homogen men brusig bakgrund.
- LDI: lågkontrastdetektionsindex (se Hägglund *et al.* 1998).
- Direkt-digital system: Ett bildgivande röntgensystem vars röntgenbild framträder inom några få sekunder efter att bilddetektorn exponerats och utan att personalen behöver göra några ytterligare handgrepp.
- Bildplattesystem: Ett bildgivande röntgensystem vars röntgenbild framträder först efter att personalen fysiskt matat in bildplattan i en bildplatteläsare och därefter väntat ytterligare ca 30 sekunder.
- ROI: Region of interest; en avgränsad region, exempelvis en cirkel, i mätfunktionen i t.ex. PACS som tillåter att du kan mäta pixelmedelvärdet och standardavvikelsen av pixelvärdena inom regionen.

## 4. METODER OCH PROCEDURER

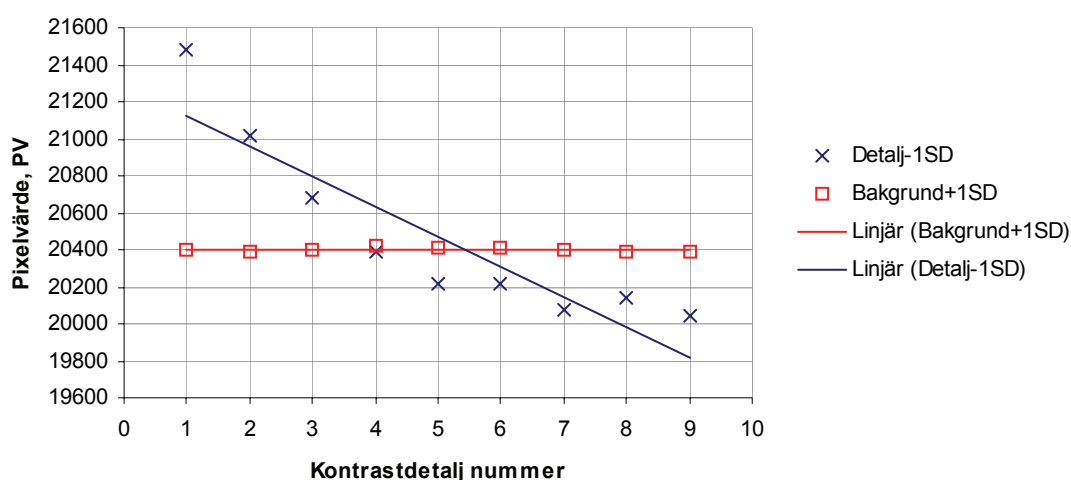
Den föreslagna metoden bygger på samma princip som den som används vid datortomografi med det s.k. CATphan-fantomet (Hägglund *et al.* 1998). Där mäter man Hounsfield-värdet, HU, och standardavvikelsen, SD, i HU-värdet för flera avgränsade detaljer och för en lika stor region vid sidan av de tre detaljerna. HU-värdet minus en SD avsätts mot den nominella objektkontrasten av detaljen och en linjär kurvanpassning görs. På samma sätt avsätts HU-värdet plus en SD bredvid detaljen mot den nominella objektkontrasten och en linjär kurvanpassning görs. Med hjälp av ekvationen för den räta linjen beräknas skärningspunkten mellan de två linjerna och detta kontrastvärde definieras som lågkontrastdetektionsindex, LDI (se figur 1, nedan).



**Figur 1.** HU-värdet i bakgrunden plus en SD (▲) som funktion av kontrastnivå och HU-värdet minus en SD (●) för tre olika detaljer (1.0%, 0.5% och 0.3%). Skärningspunkten anger lågkontrastupplösningen. Reproducerad från Hägglund *et al.* (1998).

### Projektionsradiografi

Vid bestämning av LDI vid projectionsradiografi används ett lågkontrastfantom med 9 olika kontrastnivåer (t.ex. Leeds TO10<sup>1</sup>). Pixelvärdena, PV, och standardavvikelsen i en ROI placerade på och bredvid de synliga kontrastdetaljerna avsätts som funktion av numret på kontrastdetaljen (1-9). En korrektion görs för den inhomogena bakgrunden pga. bl.a. häleffekt, inversa kvadratlagen och fördelning av spridd strålning i bildplanet (Bahar 2007). Linjära kurvanpassningar görs för de bägge datasetten och skärningspunkten mellan de bägge kurvorna avseende medel-PV för detaljen minus en SD och medel-PV för bakgrunden plus en SD definierar LDI. Mätningarna upprepas för 3-5 bilder tagna vid samma tillfälle för att öka precisionen i mätningen. LDI-värdet jämförs med föregående värde och man bedömer om lågkontrastupplösningen är signifikant<sup>2</sup> försämrad.



<sup>1</sup> Liknande fantom med flera olika tjocka lågkontrastdetaljer kan sannolikt även användas, men metoden är utprovad och testad för det s.k. Leeds TO10-fantomet

<sup>2</sup> I dagsläget har vi inte tillräcklig mängd data och erfarenhet för att uttala oss om hur stora förändringar som signifikant påverkar bildkvaliteten. Viss erfarenhet finns dock beskriven i rapporten Bahar (2007).

**Figur 2.** Pixelmedelvärde i ROI för detaljen minus en standardavvikelse, SD, samt pixelmedelvärde för bakgrunden plus en standardavvikelse, SD. Skärningspunkten mellan de linjära kurvorna anger LDI; i detta fall värdet 5.4. Icke-linjära kurvanpassningar kan förstås göras; se figur 3.

### ***Snabbhet och enkelhet***

Metoden är inte lika snabb som visuella bedömningar även om färre antal testbilder inkluderas med reducerad precisionen som följd. Snabbheten och noggrannheten i mätningarna kan markant förbättras genom introduktion av automatisk bildavläsning<sup>3</sup>.

Exponeringar av fantomet är enkla att utföra men kräver noggrann dokumentation för att säkerställa att samma geometri och exponeringsdata används. Detta är förstås viktigt då vi vill mäta hur konstant röntgensystemets lågkontrastupplösning är och inte hur reproducerbart bildtagningen är. Preliminära erfarenheter indikerar på att metoden är känslig för små förändringar. Beräkningarna i sin nuvarande form baseras på linjär minsta kvadrat regression av mätresultat men med en automatisk bildavläsning kan förstås annan regressionsanalys göras.

### ***Tillgänglighet***

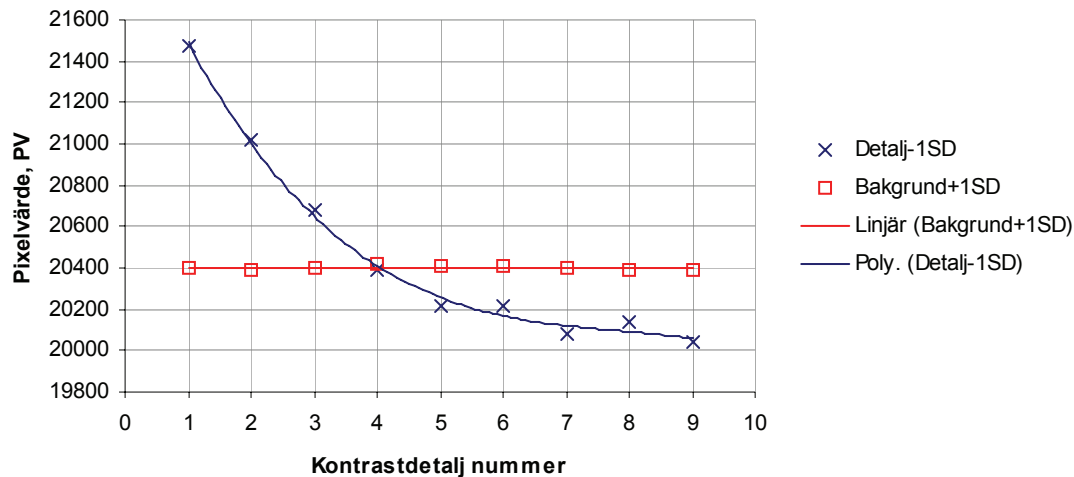
Detta kriterium är inte uppfyllt i sin helhet. Samtidigt som metoden är potentiellt tillämpbar på alla lågkontrastfantom liknande det som har använts i denna studie, kan inte resultat från olika fantom jämföras med varandra. Detta innebär att om metoden utvecklas vid en klinik för ett visst fantom, måste tillämpningen begränsas till aktuellt fantom vid konstanskontroller. Om ett nytt fantom tas i bruk för ändamålet, måste ny uppsättning av LDI värden tas fram för alla röntgenutrustningar som ska kontrolleras. Problemet accentueras ytterligare om en automatiserad avläsning tillämpas. En ny typ av fantom kräver då naturligtvis nya algoritmer som är anpassade till dess geometri.

### ***Metodens svagheter***

I sin nuvarande form är metoden inte helt objektiv. Den kräver icke-försumbar tid för avläsningar av testbilderna och tillgängligheten är begränsad enligt beskrivningen ovan. Som det framgår av diskussionen kring tillgängligheten, framställer inte LDI-metoden, i sin befintliga form, absoluta tal för ett systems förmåga för lågkontrastupplösning och framtagna LDI-värden är relativa med avseende på det fantom som har använts.

Vidare gäller att under aktuell studie har linjära regressioner använts för framtagning av LDI värdet. Som det framgår av figur 3 kan en 3e grad polynomanpassning vara lämpligare.

<sup>3</sup> Ansträngningar görs för att skapa ett bildanalysprogram som automatisk läser av dessa värden och anpassar ett polynom till mätpunkterna och beräknar LDI; se figur 3.



**Figur 3.** Pixelmedelvärdet för detaljen minus en standardavvikelse, SD, samt pixelmedelvärdet för bakgrunden plus en standardavvikelse, SD. Skärningspunkten mellan kurvorna (3e grads polynom) anger LDI; i detta fall värdet 4.0. Samma data som i figur 2.

## 5. KALIBRERING OCH VALIDERING

Mätinstrumenten bör kalibreras vartannat år för storheterna rörspänning och kerma i luft.

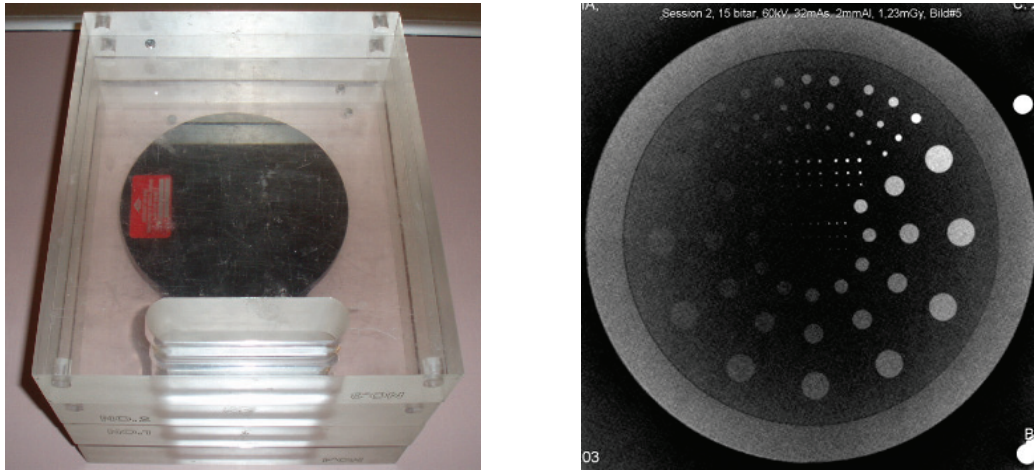
## 6. UTRUSTNING

- LEEDS-fantom, Typ TO10 (SN 174) med 9 stycken kontrastdetaljer vardera med ca 11 mm diameter (se fotnot 1 ovan).
- 4 stycken, 5 cm tjocka, homogena plexiglasskivor för att efterlikna spridningsförhållandet vid en patientundersökning av bålen.
- Mätinstrument med tillhörande elektrometer för bestämning av rörspänning och kerma i luft vid fantomets ingångsyta.

## 7. UTFÖRANDE

- Avlägsna eventuell madrass från undersökningsbordet.
- Placera 10 cm av plexiglasskivorna på patientbordet och notera på vilket sätt skivorna är orienterade i förhållande till bordets längdriktning om plexiglasskivorna inte är symmetriska.
- Placera därefter testplattan (t.ex. Leeds TO10, se fotnot 1) centrerat ovanpå plexiglasskivorna och notera på vilket håll testplattan är orienterad i förhållande till bordets längdriktning och i förhållande till anod-katod-riktningen.
- Placera därefter ytterligare 10 cm plexiglas ovanpå testplattan.
- Centra bilddetektorn under fantomet och centrera ljusfältet på fantomet och avgränsa detta till lämplig storlek (t.ex. 25 x 25 cm<sup>2</sup>).
- Notera fokus-bildmottagar-avståndet (t.ex. 100 cm) och notera vald tilläggsfiltrering i bländarhuset (t.ex. 2 mm Al).
- Mät avståndet mellan röntgenrörets fokus och undersökningsbordet.
- Dokumentera mätupställningen med ett fotografi och infoga fotografiet i din dokumentation om det är första gången du utför mätningen.

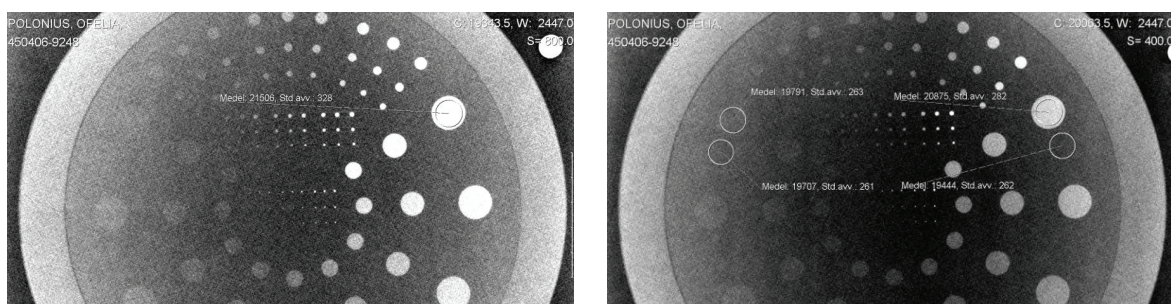




**Figur 4.** Leedsfantomet med testplatta TO10 (svart rund skiva) inuti 20 cm plexiglas (t.v.) och röntgenbilden av testplattan med de 9 stora lågkonstrastdetaljerna orienterade från klockan 2 till klockan 10 med minskande kontrast (t.h.).

- Välj en undersökning i RISet (t.ex. Bäckén frontal) och notera parametervärdena för den bildprocessning som är kopplad till denna undersökning.
- Placera kermamätproben ovanpå fantomet centralt i strålfältet och provexponera manuellt så att du får önskad luftkerma vid fantomets ingångsyta (t.ex. 1.3 mGy, 81 kV och 16 mAs).
- Repetera provexponeringen ytterligare 2 gånger så att du är förvissad om att rörspänning och luftkerma är reproducerbart.
- Ta bort kermamätinstrumentet och exponera därefter fantomet 3 till 5 gånger och var noga med att inställningarna på röntgengeneratoren och bländaren är identiska vilket inkluderar fokusstorlek, rörspänning, rörladdning, tilläggsfiltrering, anod-katod-riktning, strålfältets storlek och centrerung.
- Exportera bilderna till PACS.
- Förstora bilden till 1:1 dvs. så att varje pixel i bilden motsvaras av ett bildelement i granskningsmonitorn.
- Placera en ROI på de stora kontrastdetaljerna som är synliga i bilden och notera pixelmedelvärdet och standardavvikelsen i det tillhörande exceldokumentet (bifogas separat).
- Upprepa för samma ROI men vid sidan om kontrastdetaljen (se figur 5).
- Dokumentera, t.ex. med en bild, hur du placerar dina ROI:ar och hur stor ROI som använts så att du kan upprepa detta vid nästa mättillfälle.
- Repetera för alla kontrastdetaljer som är visuellt urskiljbara, dvs. för dem som du säkert kan placera ROI inom bilden av kontrastdetaljen. Undvik att placera ROI:ar på de kontrastdetaljer där du tvingas gissa placeringen av detaljen.
- Upprepa för samtliga 3-5 bilder.
- LDI-värdet ska beräknas automatisk i excelbladet.

Det viktiga är inte att man genomför LDI-mätningarna på exakt samma sätt som ovan utan att man själv gör på samma sätt från gång till gång.



**Figur 5.** Placering ROI på kontrastdetaljen (t.v.) och vid sidan av samma detalj (t.h.).

## 8. RESULTAT

Det tillhörande excelbladet beräknar LDI-värdet för varje enskild bild samt medelvärdet för de 3-5 bilderna samt beräknar standardavvikelsen i LDI-värdet baserat på de 3-5 bilderna.

**Tabell 1.** LDI beräknat ur varje enskild bild och medelvärdet av LDI för de 5 bilderna samt standardavvikelsen i LDI.

|            |             |
|------------|-------------|
| Bild 1.    | 5,42        |
| Bild 2     | 5,40        |
| Bild 3.    | 5,49        |
| Bild 4.    | 5,43        |
| Bild 5.    | 5,42        |
| <b>LDI</b> | <b>5,43</b> |
| <b>SD</b>  | <b>0,03</b> |

## 9. UPPSKATTNING AV MÄTOSÄKERHET

Osäkerheten i LDI-värdet vid ökat antal analyserade bilder vid exponeringen uppskattades genom att medelvärda 2-5 bilder. Osäkerheten minskar successivt då LDI-resultatet medelvärddas för flera exponerade bilder. Vi rekommenderar att LDI beräknas för minst 3 bilder vid varje tillfälle. Osäkerheten (2 SD) uppskattas då till 1.2 %.

Reproducerbarheten har visats vara ca 1,5 % (3 SD) efter tre mätsessioner med vardera 5 testbilder. Reproducerbarheten påverkas, förutom avläsning, även av reproducerbarheten i fantomuppställningar och av röntgenrörets och bilddetektorns reproducerbarhet i strålningsutbyte respektive respons. De sistnämnda punkterna är inte unika för LDI metoden och är för närvarande problematisk även vid alternativa mätmetoder.

I en långtidsstudie mättes LDI-värdet på samma sätt under flera månader och LDI-värdet för aktuell röntgenutrustning i klinisk drift var  $5.06 \pm 0.18$ , dvs. 2 SD motsvarar ca 7%. Inom denna tidsperiod gjordes minst en uppdatering av systemets mjukvara och en eller flera kalibreringar av bilddetektorn vars eventuella variationer inkluderas i standardavvikelsen.

Studien visar vikten av en reproducerbar geometri och identiska exponeringsvärden. Att LDI är känslig för olika fantomuppställningar bör inte nödvändigtvis ses som en nackdel för metoden. Metoden är helt enkelt så känslig att felaktiga fantomuppställningar eller förändringar i bildgivande systemet, såsom bildmottagarkalibreringar eller förändringar i

bildbehandlingsparametrar, kan påverka mätresultatet och därmed upptäckas. Traditionella visuella kontroller är inte tillräckligt känsliga och, förmodligen, därför har ingen större vikt fästs vid fantomuppställningen. Studien indikerar att om högre precision och reproducerbarhet i mätningarna är eftersträvarsvärt, krävs det att avbildningsgeometrin kontrolleras noggrant och kan reproduceras.

## 10. RAPPORT

Rapporten utgörs av det exceldokument där mätningarna dokumenteras. Ett exempel på exceldokument bifogas.

## 11. REFERENSER

- Markku J Tapiovaara and Michael Sandborg How should low-contrast detail detectability be measured in fluoroscopy? Med. Phys. 31(9) 2564-2576 (2004)
- Jalil Bahar LDI Rapport 2007:12 Sektionen för Röntgenfysik Radiofysikavdelningen i Östergötland. (Intern rapport, ej helt färdigställd)
- Peter Hägglund, Rolf Johansson och Göran Wickman Utvärdering av datortomografers doseffektivitet. Statens strålskyddsinstitut Projekt P1069:98.  
<http://www.ssi.se/forskning/Rapporter/p1069.pdf> och  
[http://www.ssi.se/forskning/Rapporter/P1069\\_Appendix.pdf](http://www.ssi.se/forskning/Rapporter/P1069_Appendix.pdf)

## 12. METODJUSTERINGAR

-

## 13. BILAGOR

Exceldokument, AG1LDI.xls

## **Kommentarer till metodbeskrivning för mätning av LDI**

Avsikten med metoden är att den skall kunna fånga upp förändringar i röntgenutrustningens funktion ( rörspänning, filtrering, exposition) och förändringar i funktionen för det bildgivande systemet ( känslighet, homogenitet, frihet från artefakter, likhet mellan bildgivare, rastrets skick). Dessutom blir det en kontroll av att bildbehandlingsparametrarna inte ändrats för det program som används.

Förändringar i dessa parametrar bör ge en förändring i LDI eller stråldos för standardinställningen.

För att få en noggrannare utvärdering av homogenitet och artefaktfrihet kan exponering med homogent fantom behövas. Vår avsikt är att använda testperioden under året för att se om detta är nödvändigt. Utvärdering av dessa parametrar i den presenterade metoden får göras genom subjektiv bedömning.

Det bör vara lätt att komplettera den beskrivna LDI metoden så att även överensstämmelse mellan ljusfält och röntgenfält kan kontrolleras.

Metoden är utprovad för flatdetektorsystem. Vi har testat även för bildplattesystem utan att hitta några problem. Vi ser gärna att fler använder metoden vid kontroll av bildplattesystem för att upptäcka eventuella brister. Det är t.ex möjligt att geometrisk upplösning kan ändras i bildplattesystem, något som inte händer i flatdetektorer. Detta kan medföra behov av separat mätning.

## **METODBESKRIVNING**

### **Kontroll av exponeringsautomatik**

**Utarbetad av:** Anders Tingberg

**Kontrollerad av:**

**Metodansvarig:**

Dessa personer har fått utbildning och behörighet av metodansvarig att utföra denna metod och kvitterar härmed att de förstått metoden/instruktionen:

## 1. FÖRVARING AV METODBESKRIVNINGEN

Metodbeskrivningen förvaras på Svensk förening för Radiofysiks webbserver med URL <http://www.radiofysik.org/>.

## 2. SYFTE MED METODEN

Metoden syftar till att kontrollera exponeringsautomatiken hos ett modernt digitalt röntgensystem.

## 3. DEFINITIONER OCH FÖRKORTNINGAR

- Dosdetektor avser mätinstrument som används för att mäta absorberad dos.
- Bildmottagare avser röntgensystemets detektor, ofta kallad digital detektor eller ”flat panel detektor”, alltså den anordning som detekterar röntgenfotoner och omvandlar dem till en elektrisk signal som senare digitaliseras.
- Attenueringsfantom avser material som simulerar attenueringen hos en patient.

## 4. METODER OCH PROCEDURER

Kontroll av exponeringsautomatik avser en undersökning av att automatiken bryter exponeringen så att dosen till bilddetektorn är konstant oavsett vilket storleken på objektet exponeras, vilken strålkvalitet som används etc. Man kan även undersöka ifall funktionen hos ”smal” och ”tjock” gubbe, samt svärtningskorrektion.

Vid kontroll av exponeringsautomatiken på en röntgenutrustning som används tillsammans med röntgenkassetter (bildplattor eller skärm-film) kan man relativt enkelt placera en dosdetektor på kassetten plats (eventuellt i en speciell kassett med plats för dosdetektor), och på så vis mäta dosen till bilddetektorn.

En modern digital röntgenutrustning saknar normalt möjlighet att placera en dosdetektor på bilddetektorns plats, och därför måste en alternativ mätmetod användas.

Två varianter:

- 1) Attenueringsfantom (25 mm Al) placerad vid bländaren, dosdetektorn placerad på britsen.
- 2) Attenueringsfantom (20 cm PMMA) placerad på britsen, ingen dosdetektor.

### **Fördelar och nackdelar:**

Fördel med 1) är att dosdetektor används vid mätningarna och att attenueringsfantomet är lätthanterligt och har låg vikt. Nackdelen med 1) är att röntgenspektret ut ur Al-attenueringsfantomet skiljer sig mer ifrån det spektrum som kommer ut ur en patient, än det som kommer ut ur PMMA.

Fördel med 2) är att spektret ut ur PMMA påminner mer om det som kommer ut ur en patient än ut ur Al-attenueringsfantom. Nackdelen är att man inte använder någon dosdetektor vid mätningen (i stället används indikerad mAs), och att PMMA-attenueringsfantomet är stort och tungt. Den första nackdelen är nog inte något större problem då mAs-angivelsen hos moderna röntgensystem är mycket noggrann, men då man inte har någon dosdetektor blir mätningen relativ.

## 5. KALIBRERING OCH VALIDERING

Om dosmätning utförs (se nedan) bör dosdetektorn kalibreras vartannat år med avseende på absorberad dos.

## 6. UTRUSTNING

Utrustningen som används för att utföra denna mätning/kontroll/provning/kalibrering är:

- Al-filter, 25 mm + eventuellt Cu-filter
- Dosmätare

Eller

- 20 cm PMMA

## 7. UTFÖRANDE

### ***Mätning med attenueringsfantom nära bländaren***

- 1) Kontrollera att röntgenstativet är positionerat så att centralstrålen är ortogonal mot bildmottagaren.
- 2) Placera Al-attenueringsfantomet vid bländaren. Troligen måste tejp användas för detta. Var noga att fantomet är ortogonalt mot centralstrålens riktning (annars blir fantomets effektiva tjocklek beroende av vinkeln mot centralstrålen, vilket kommer att påverka använt mAs), samt att hela strålfältet täcks av fantomet.
- 3) Placera dosdetektorn så att den inte skymmer exponeringsautomatens kammare. Kammarnas position syns ofta i samband med exponering. Om automatikens kammare skymms av dosdetektorn kommer detta att påverka mätningen (detta kommer att synas som en väsentligt högre dos).
- 4) Kontroll av dominanterna. Mät dosen då varje enskild kammare, samt alla kombinationer av kammarna, bryter exponeringen. Beräkna medelvärdet av dessa doser, samt varje avvikelse från medelvärdet. Max tillåten avvikelse från medelvärdet är  $\pm 25\%$ .
- 5) Kontroll av reproducerbarhet. Välj mittenkammaren och undersök reproducerbarheten genom att utföra fem stycken exponeringar. Beräkna medelvärdet och varje exponerings avvikelse från medelvärdet. Max tillåten avvikelse från medelvärdet är  $\pm 5\%$ .
- 6) Programmerad dos till bildmottagare. Medelvärdet som beräknades ovan korrigeras för rastrets bucky-faktor om dosdetektorn är placerad framför rastret (d.v.s. innan rastret i strålningens riktning), genom att dividera med bucky-faktorn. Detta ger den programmerade dosen till bildmottagaren. Max tillåten dos är  $5 \mu\text{Gy}$  och max avvikelse från referensvärdet (uppmätt vid leveransbesiktning) är  $\pm 25\%$ .
- 7) Tjockleksskompensation. Dosen mäts med 25, 20 & 15 mm Al attenueringsfantom. Avvikelsen i dos mellan två tjocklekar ska vara mindre än 20%.
- 8) Exponeringsklass. Dosen mäts vid olika exponeringsklasser. Uppmätt dos ska spegla valet av exponeringsklass. Förhållandet mellan exponeringsklass och dos är i bästa fall linjärt, men kan ha mer komplicerade förhållanden mellan sig. Max tolerans beror av förhållandet mellan dos och exponeringsklass. Vid linjärt förhållande ska max avvikelse från medelvärdet vara 10%.

### ***Mätning med attenueringsfantom nära bildmottagaren.***

Mätningarna görs på samma sätt som ovan, förutom att punkten 3) ovan utgår och att i stället för att dosen mäts med dosdetektor, noteras mAs-talet i varje enskilt fall. Var noga med att attenueringsfantomet täcker automatikens samtliga kammare.

## **8. RESULTAT**

Bilaga 1 visar exempel på resultat från en kontroll av exponeringsautomatik.

## **9. UPPSKATTNING AV MÄTOSÄKERHET**

Moderna röntgenutrustningar och mätinstrument har oftast relativt liten onoggrannhet ( $\leq 1\%$ ) och kan oftast försummas.

## **10. RAPPORT**

Rapporten utgörs av det Excel-dokument där mätningarna dokumenteras. Ett exempel på Excel-dokument bifogas (Bilaga 1).

## **11. REFERENSER**

-

## **12. METODJUSTERINGAR**

-

## **13. BILAGOR**

Bilaga 1: Exempel på mätresultat från kontroll av exponeringsautomatik.



## **METODBESKRIVNING**

### **Kontroll av inbyggd DAP-mätare**

**Utarbetad av:** Anders Tingberg

**Kontrollerad av:**

**Metodansvarig:**

Dessa personer har fått utbildning och behörighet av metodansvarig att utföra denna metod och kvitterar härmed att de förstått metoden/instruktionen:

## 1. FÖRVARING AV METODBESKRIVNINGEN

Metodbeskrivningen förvaras på Svensk förening för Radiofysiks webbserver med URL <http://www.radiofysik.org/>.

## 2. SYFTE MED METODEN

Metoden syftar till att kontrollera att röntgensystemens inbyggda DAP-mätare visar korrekta DAP-värden. Detta är särskilt viktigt för röntgensystem som skickar dosuppgifter till RIS via MPPS.

## 3. DEFINITIONER OCH FÖRKORTNINGAR

## 4. METODER OCH PROCEDURER

Kontroll av inbyggd DAP-mätare görs för tre olika strålkvaliteter med hjälp av extern dosdetektor.

## 5. KALIBRERING OCH VALIDERING

## 6. UTRUSTNING

Kalibrerad dosdetektor.

## 7. UTFÖRANDE

### Mätupställning

Horisontell eller vertikal strålrättning vid aktuell röntgenapparat på röntgenlabbet.

Dosdetektorn placeras centralt i strålfältet med minst 100 cm fokusavstånd.

### Mätning

Gör mätningar för strålkvaliteter enligt Tabell 1. Med tilläggsfiltrering avses valbara filter som är inbyggda i röntgenrörets bländarhus. Registrera avläst dos för dosdetektorn och avläst DAP-värde för DAP-mätaren. Strålfältets storlek mäts i den digitala bilden (eventuellt måste digitala mätinstrument kalibreras med ett objekt av känd storlek).

**Tabell 1. Strålkvaliteter som används vid kontroll av inbyggd DAP-mätare.**

| Strålkvalitet nr | kV  | Tilläggsfiltrering  |
|------------------|-----|---------------------|
| 1                | 70  | -                   |
| 2                | 90  | 2 mm Al             |
| 3                | 120 | 1 mm Al + 0.1 mm Cu |

### Beräkningar

För var je strålkvalitet utförs följande beräkningar:

Multipluera avläst dos (korrigerad för strålkvalitetens inverkan) med strålfältets längd och bredd. Detta ger uppmätt DAP. Beräkna procentuella avvikelser från avläst DAP (=avläst från manöverkonsollen). Max tillåten avvikelse är  $\pm 25\%$ .

## 8. RESULTAT

Exempel på mätresultat finns i Bilaga 1.

## **9. UPPSKATTNING AV MÄTOSÄKERHET**

-

## **10. RAPPORT**

## **11. REFERENSER**

-

## **12. METODJUSTERINGAR**

-

## **13. BILAGOR**

## **METODBESKRIVNING**

### **Kontroller med MPPS**

**Utarbetad av:** Anders Tingberg

**Kontrollerad av:**

**Metodansvarig:**

Dessa personer har fått utbildning och behörighet av metodansvarig att utföra denna metod och kvitterar härmed att de förstått metoden/instruktionen:

## 1. FÖRVARING AV METODBESKRIVNINGEN

Metodbeskrivningen förvaras på Svensk förening för Radiofysiks webbserver med URL <http://www.radiofysik.org/>.

## 2. SYFTE MED METODEN

Att beskriva hur man med MPPS data kan övervaka patientstråldoser, samt hantering av MPPS data.

## 3. DEFINITIONER OCH FÖRKORTNINGAR

MPPS – Modality Performed Procedure Step, en del av DICOM standarden som bland annat innehåller information om exponeringsparametrar och stråldosvärden (t.ex. kV, mAs, DAP, genomlysningstid etc.)

## 4. METODER OCH PROCEDURER

Med hjälp av MPPS kan man få ett mått på stråldosen för varje enskild röntgenundersökning som görs på en klinik, och därmed snabbt få en överblick över stråldoser vid olika typer av undersökningar, jämföra olika utrustningar med varandra, etc. Man kan till och med studera olika operatörers genomlysningstid och koppla det till vilken typ av undersökningar de genomför! Kort sagt är MPPS ett mycket kraftfullt verktyg för att enkelt övervaka stråldoser på ett sätt som aldrig tidigare varit möjligt.

## 5. KALIBRERING OCH VALIDERING

Metoden bygger på att röntgenutrustningens inbyggda dosmätningssystem (DAP-mätare) är korrekt kalibrerad, att data som sänds med MPPS från röntgenutrustningen och tas emot av databasen inte förändras på vägen, samt att enheter som används vid denna överföring är kända. DAP-mätaren kalibreras enligt metod för detta. Dataöverföring via MPPS kan verifieras genom att uppgifter för en undersökning av en patient noteras och jämförs med samma uppgifter i databasen. Obs! Standardenheten för dos enligt DICOM-standard (och därmed MPPS) är  $\text{dGy} \cdot \text{cm}^2$ .

## 6. UTRUSTNING

-

## 7. UTFÖRANDE

### Förutsättning

Röntgenutrustningen som man vill hämta MPPS data från måste ha MPPS funktionen installerad och konfigurerad så att utrustningen skickar data till en databas, t.ex. RIS. Om det är RISet som ska ta emot data så måste naturligtvis RISet ha möjlighet att ta emot och hantera MPPS data.

### Hämta MPPS data från databas

Använd databasens verktyg för att exportera MPPS data (i Sectra RIS, t.ex. heter detta verktyg Discovery). Välj vilken data som ska exporteras (MPPS innehåller en stor mängd data, förutom information om exponering och doser, som i detta sammanhang är helt irrelevant). Appendix 1 visar datafält som bör exporteras samt kort beskrivning.

### Analysera MPPS data

Genom att importera MPPS data till kalkylprogram, t.ex. Microsoft Excel, kan djupare analyser utföras. Med hjälp av funktionen ”autofilter” kan man enkelt filtrera data så att dosdata för ett undersökningsrum, en viss undersökning etc. visas och medelvärden och

spridningsmått beräknas. Lämpliga värden att beräkna för en viss undersökning och ett visst undersökningsrum är:

Medel DAP (total)  
 Max DAP (total)  
 Medel antal exponeringar  
 Max antal exponeringar  
 Medel genomlysningstid  
 Max genomlysningstid

Beroende på antalet undersökningar av denna typ som utförs på detta undersökningsrum kan man välja att sortera efter t.ex. vecka eller månad.

Man kan även sortera efter sjuksköterska eller läkare som utfört undersökningen för att studera eventuella trender.

Ett program för automatisk analys av MPPS data är under konstruktion och kommer att finnas tillgängligt för föreningens hemsida. För mer information kontakta Anders Tingberg, [anders.tingberg@med.lu.se](mailto:anders.tingberg@med.lu.se), 040-33 11 55.

#### Insamling av Diagnostiska Standardddoser med hjälp av MPPS

Jämfört med tidigare manuell insamling av dosvärden för bestämning av DSD medger MPPS ett betydligt smidigare och mer pålitligt system, än tidigare registrering med papper och penna. Dock måste man fortfarande be röntgensjuksköterskan registrera längd och vikt för varje patient som ska ingå i insamlingen av data, för att säkert kunna veta att man har den fördelning av patientstorlekar som rekommenderas i SSI FS 2002:2. För att knyta ihop denna manuellt insamlade informationen med MPPS data behövs dessutom patientens personnummer och undersökningsdatum.

## **8. RESULTAT**

Bilaga 2 visar exempel på resultat från dosbestämningar med MPPS.

## **9. UPPSKATTNING AV MÄTOSÄKERHET**

-

## **10. RAPPORT**

Rapporten utgörs av det Excel-dokument där mätningarna dokumenteras. Ett exempel på Excel-dokument bifogas (Bilaga 2).

## **11. REFERENSER**

-

## **12. METODJUSTERINGAR**

-

## **13. BILAGOR**

### **Bilaga 1. Relevanta datafält för dosbestämningar med MPPS**

| Fält                      | Beskrivning                                                                                                                                                                                                           |
|---------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Us. datum                 | Datum då undersökningen utfördes                                                                                                                                                                                      |
| Mod. Us. Namn             | Modalitetens namn                                                                                                                                                                                                     |
| Pat. Personnr             | Patientens personnummer                                                                                                                                                                                               |
| Pat. Namn                 | Patientens namn                                                                                                                                                                                                       |
| Ustyp Namn                | Undersökningens namn                                                                                                                                                                                                  |
| Ustyp Kod                 | Undersökningens soc-kod                                                                                                                                                                                               |
| Mpps. Genomlysn. Tid      | Genomlysningstiden för denna undersökning                                                                                                                                                                             |
| Mpps. Antal Exp.          | Antal exponeringar för denna undersökning                                                                                                                                                                             |
| Mpps. Yta-Dos produkt     | Totalt DAP för denna undersökning. Obs! Enheten är dGy x cm <sup>2</sup>                                                                                                                                              |
| Mpps. Kommentar           | Detta fält är valfritt för leverantören, men kan innehålla värdefull information. T.ex. Philips placerar information för varje enskild exponering i detta fält, och Siemens placerar dosdata för datortomografer här. |
| Mpps. Rörspänning (kV)    | Rörspänningen som användes vid den sista exponeringen för denna undersökning (sant för Philips! Kolla för andra fabrikat)                                                                                             |
| Mpps. Strömstyrka (µA)    | Rörströmmen som användes för denna undersökning. Obs! Värdet anges i enheten µA.                                                                                                                                      |
| Mpps. Exponeringstid (ms) | Exponeringstiden som användes vid den sista exponeringen för denna undersökning (sant för Philips! Kolla för andra fabrikat)                                                                                          |
| Förnamn Ansv. Ssk.        | Ansvarig sjuksköterska, förnamn                                                                                                                                                                                       |
| Efternamn Ansv. Ssk.      | Ansvarig sjuksköterska, efternamn                                                                                                                                                                                     |
| Förnamn Delt. Läk.        | Läkaren som utför undersökningen, förnamn                                                                                                                                                                             |
| Efternamn Delt. Läk.      | Läkaren som utför undersökningen, efternamn                                                                                                                                                                           |

# **METODBESKRIVNING FÖR**

## **Kvalitetskontroll av monitorer och bildöverföring**

**Utarbetad av:                    Patrik Sund och Markus Håkansson**

**Kontrollerad av:**

**Metodansvarig:**

**Dessa personer har erhållit utbildning och behörighet av metodansvarig att utföra denna metod och kvitterar härmed att de förstått metoden/instruktionen:**



## FÖRVARING AV METODBESKRIVNINGEN

### SYFTE MED METODEN

Detta dokument beskriver vilka kontroller som bör utföras på bildskärmar för röntgendiagnostik för att säkerställa en konstant bildkvalitet samt även rekommendationer på utrustning, mätmetoder och kontrollfrekvens. Detta dokument är även begränsat till statiska gråskalebilder som visas på LCD (monokrom eller färg). För övriga bildskärmstyper kan ytterligare kontroller behövas.

För en bildskärm i drift är det främst tre egenskaper som kan ändras över tiden:

- 1) Maximala luminansen, bildskärmens högst inställda ljusstyrka (vitnivå). Påverkas mest av bildskärmens åldrande.
- 2) Minimala luminansen, bildskärmens lägst inställda ljusstyrka (svartnivå). Påverkas mest av variationer i omgivningsljuset.
- 3) Sambandet mellan bildskärmens insignaler och dess luminansvärden (kalibreringskurva). Kan försvinna vid uppgraderingar av systemet. Ska ändras då maximala eller minimala luminansen ändras.

Vid upphandling av nya bildskärmar finns ett antal övriga krav som bör ställas på t.ex. geometri, reflexionsegenskaper, upplösning, defekta pixlar etc. Dessa egenskaper ändras sannolikt inte nämnvärt över bildskärmens livstid och ingår inte i detta dokument. För en utförlig lista över acceptanstester rekommenderas AAPM TG18. Samtliga bildskärmar ska kalibreras enligt Dicom part 14.

### DEFINITIONER OCH FÖRKORTNINGAR

|                    |                                                                                                                                                                                                                             |
|--------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <i>AAPM:</i>       | American Association of Physics in Medicine. Amerikansk organisation som bl.a. har gett ut riktlinjer för medicinska bildskärmar genom arbetsgruppen TG18. "Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems". |
| <i>DDL:</i>        | Digital Driving Level. Insignal till monitorn. För en vanlig monitor som tar insignal med 8 bitars upplösning kan DDL vara mellan 0 och 255.                                                                                |
| <i>DICOM:</i>      | Digital Imaging and COmmunications in Medicine. Standard som hanterar kommunikation, lagring och visning av digitala medicinska bilder. Del 14, "Grayscale Standard Display Function", beskriver hur bilder ska visas.      |
| <i>Illuminans:</i> | Ljus som faller in på en yta. Mäts i Lux.                                                                                                                                                                                   |
| <i>JND:</i>        | Just Noticeable Difference. En JND anger hur mycket luminansen måste ändras för att man ska uppfatta förändringen. Ändringens storlek beror av luminansnivån.                                                               |
| <i>Luminans:</i>   | Ljus som strålar från en punkt eller yta (t.ex. en bildskärm) i en viss riktning. Mäts i $\text{cd/m}^2$ .                                                                                                                  |

### METODER OCH PROCEDURER

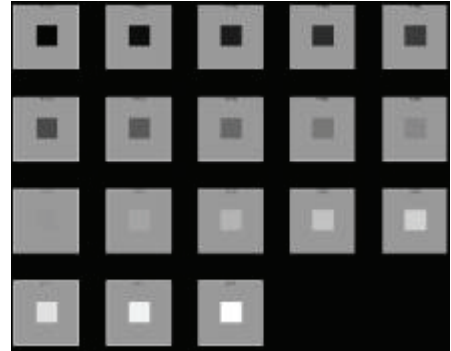
*Reflexionskoefficient:* Mät både illuminans och luminans i mitten av skärmen då skärmen är avstängd. Se till att endast diffust ljus träffar bildskärmen. Var noga med att inte blockera ljuset på något sätt. Reflexionskoefficienten är kvoten mellan luminansen ( $\text{cd/m}^2$ ) och illuminansen (lux).

## KALIBRERING OCH VALIDERING

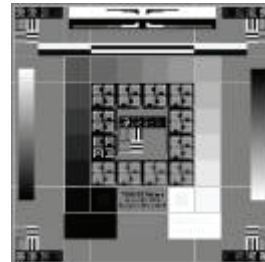
### UTRUSTNING

#### **AAPM:s Testbilder**

*TG18-LN-01 t.o.m. -18:* 18 homogena fält från svart till vitt. Används för fristående luminansmätningar i bildvisningsmjukvaran.



*TG18-QC:* Modernare variant av SMPTE-testbilden. Används för en snabb kontroll av hela gråskalan.



#### **Mätutrustning**

*Luminans:* Mätinstrument finns i tre varianter:

- Spotmeter där man kan mäta luminans på avstånd
- "Close-range" där man håller instrumentet mot monitorns bildyta.

- Inbyggda som sitter fast antingen inuti eller utanpå monitorn.

Endast spotmetern inkluderar reflekterat ljus automatiskt.

Mätarnas ”synfält” har stor betydelse för mätresultatet. Ett smalt synfält mäter ljus i en väldefinierad riktning medan ett brett synfält integrerar över flera riktningar. De flesta instrument med brett synfält är kalibrerade för cosinusformade luminansfördelningar vilket ger fel resultat på en LCD där ljuset är mer framåtriktat. Om mätarens synfält överstiger 5 grader ska den kalibreras mot varje typ av LCD den används till. Inbyggda mätare kan antas vara kalibrerade för den typ av monitor de sitter i. Synfältet hos en spotmeter bör vara mindre än 1 grad.

*Illuminans:* Mätare för illuminans ska ha en noggrannhet på minst 5%.

## UTFÖRANDE

### ***Bildskärmar och omgivningsbelysning.***

#### Kontroll av omgivningsbelysning

Samtliga monitorer ska placeras så att direkta reflexer från fönster, ljusskåp etc. inte uppkommer i bildytan.

Omgivningsbelysningen skall hållas så konstant som möjligt. Om kontrasten på visade bilder inte ska försämrats med mer än 10% ska omgivningsbelysningen ligga inom gränserna angivna i Tabell 1.

Exempel: En bildskärm med 2% reflexionskoefficient kalibreras vid omgivningsbelysningen 30 lux och svartnivå sätts till 1 cd/m<sup>2</sup>. För att hålla bildens kontrast inom ±10% ska omgivningsljuset ligga inom 30±9 lux.

**Tabell 1:** Maximal variation i illuminans (lux) för att inte kontrasten i bilden ska försämrats med mer än 10%.  $R_d$  är bildskärmens reflexionskoefficient (cd/m<sup>2</sup> per lux) och  $L_{min}$  är bildskärmens svartnivå (inklusive reflexer).

|           | $R_d$ |       |       |       |
|-----------|-------|-------|-------|-------|
| $L_{min}$ | 0.005 | 0.010 | 0.020 | 0.040 |

|             |     |     |     |    |
|-------------|-----|-----|-----|----|
| <b>0.5</b>  | 23  | 11  | 6   | 3  |
| <b>1.0</b>  | 38  | 19  | 9   | 5  |
| <b>2.0</b>  | 62  | 31  | 16  | 8  |
| <b>3.0</b>  | 91  | 46  | 23  | 11 |
| <b>4.0</b>  | 126 | 63  | 31  | 16 |
| <b>5.0</b>  | 163 | 81  | 41  | 20 |
| <b>10.0</b> | 354 | 177 | 89  | 44 |
| <b>20.0</b> | 632 | 316 | 158 | 79 |

### Kontroll av bildskärmar

Kontrollerna 0 till 0 är angivna med fallande krav på noggrannhet. Det är alltså möjligt att kontrollera t.ex. bildskärmar för kvalitetskontroll på samma sätt som anges för bildskärmar för primärdiagnostik, men inte tvärtom.

### **Kontroll av bildskärmar för primärdiagnostik**

*Beskrivning:* Bildskärmar kopplade till läkarnas arbetsstationer i PACS eller till modalitet (CT, MR, etc.) Har ofta inbyggda ljusmätare för kvalitetsövervakning och kalibrering. Denna funktion bör krävas i upphandlingar.

*Luminansomfång:* Minst 250. En lägre maxluminans ökar ofta bildskärmens livslängd.

*Kontrollfrekvens:* Helst kontinuerligt via övervakningsprogram. Minst kvartalsvis.

*Mätmetod:* Kalibrering av den karakteristiska kurvan med hjälp av luminansmeter och kalibreringsprogram.

### **Kontroll av bildskärmar för kvalitetskontroll**

*Beskrivning:* Bildskärmar som är kopplade till PACS-an slutna datorer. Primärt använda för kvalitetssäkringsändamål på undersökningsrummen.

*Luminansomfång:* Minst 100.

*Kontrollfrekvens:* Minst årsvis.

*Mätmetod:* Kalibrering av den karakteristiska kurvan med hjälp av luminansmeter och kalibreringsprogram.

### **Kontroll av modalitetsbildskärmar**

*Beskrivning:* Alla bildskärmar som hör till slutna system (operativsystem ej tillgängliga) Ex. c-bågar, genomlysningslab, bildprocessningsmonitorer till konventionella lab etc.

*Luminansomfång:* -

Kontrollfrekvens: *Minst årsvis.*

Mätmetod: *Visuell bedömning av gråskalan med hjälp av testmönster liknande TG18-QC.*

*Kommentar:* Anledningen till att kraven är så här låga för bildprocessningsmonitorer till konventionella lab är tyvärr orsakade av det faktum att systemen oftast är slutna för användaren. Eftersom detta är den enda platsen där man direkt kan se effekten av modalitetens bildbehandling borde kraven vara lika högt satta som bildskärmar för kvalitetskontroll. Ställ krav på leverantören vid upphandlingar.

## **Kontroll av bildskärmar för hemmagranskning**

Beskrivning: *Bildskärmar som är avsedda för bedömning av kliniska bilder utanför radiologiska avdelningen.*

Luminansomfång: *Minst 100.*

Kontrollfrekvens: *Vid varje användningstillfälle.*

Mätmetod: *Visuell bedömning av gråskalan med hjälp av testmönster liknande TG18-QC.*

### Kontroll av bildvisning (grafikkort och mjukvara)

**Detta är den mest grundläggande kontrollen av bildvisningssystemet och inkluderar bildvisningsmjukvara, grafikkort samt bildskärmens inställningar. Alla ovanstående kontrollmetoder kan ersättas med denna metod som dock kräver mer manuellt arbete.**

Beskrivning: *Kalibreringsprogramvaran visar inte alltid bilder på samma sätt som den mjukvara som används för kliniska bilder. Den säkraste kontrollen är att mäta luminansen från testbilder som visas i den vanliga programvaran.*

Kontrollfrekvens: *Vid varje uppgradering/uppdatering av mjukvara för bildvisning eller annan mjukvara i systemet som kan tänkas påverka grafikkortets/bildskärmens inställningar. Kontrollen behöver endast utföras för ett av systemen om flera identiska system finns.*

**Mätmetod:** Visa testmönstren TG18-LN-01 t.o.m. TG18-LN-18 och mät luminansen (inklusive reflexer) för varje bild. Jämför med Dicom part 14. En Excel-fil finns som bilaga till detta dokument där beräkningarna sker automatiskt om luminansvärdena matas in.

### ***Kontroll av gråskala och geometriska mått vid bildöverföring***

#### Testbilder på modalitet

För att kunna åstadkomma en grundlig kontroll av bildens gråskala genom hela systemet (alla arbetsstationer) krävs att samtliga bildskärmar är kalibrerade. Dessutom är det önskvärt att det redan *på modalitet* finns testbilder liknande AAPMs med *samma DICOM-fält* som finns hos de vanliga bilderna på denna modalitet.

#### Kontroll av gråskala

I varje DICOM-bild finns information om hur bilden ska fönstersättas. Det vanligaste är att använda sig av en linjär LUT genom fälten Window Center (0028,1050) och Window Width (0028,1051) men det går även att använda icke-linjära kontrastkurvor genom fältet VOI LUT Sequence (0028,3010). Observera att det är fullt tillåtet att i en och samma bild ange multipla värden i samtliga fält och att detta ska tolkas som *alternativa* visningssätt – flera olika fönstersättningar får inte appliceras i serie. Vilket alternativ som verkligen används beror på bildvisningsmjukvaran. Det är även oklart vad som händer när man ändrar fönstersättningen på en bild med icke-linjär kontrastkurva och sedan sparar den.

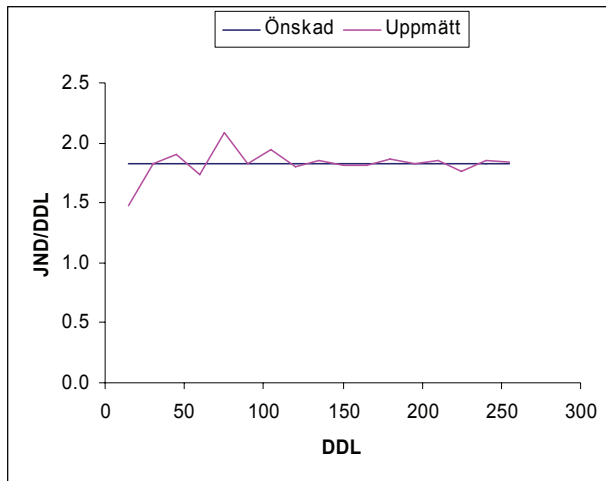
Den testbild som beskrivs i avsnitt 0 skickas, på samma sätt som kliniska bilder, från modalitet via eventuell kvalitetssäkringsstation och vidare till utvärderingsstation. Vid varje plats som bilden visas bör bildens gråskala kontrolleras enligt metoden som beskrivs i avsnitt 0. Kontrollen bör upprepas efter uppgraderingar som kan tänkas påverka bildens gråskaleåtergivning.

#### Kontroll av geometriska måttangivelser

Vid mätningar av avstånd, vinklar, ytor etc. i digitala bilder används mjukvaruverktyg som använder sig av bildens pixlar. Med hjälp av informationen i vissa DICOM-fält kan sedan t.ex. ett avstånd uttryckas i verklig längd istället för i antal pixlar. Eftersom det, helt korrekt, kan finnas flera olika angivelser på pixelstorleken i en bild gäller det att kontrollera vilket som används av den aktuella utvärderingsmjukvaran. Pixelstorleken kan t.ex. anges som avståndet vid detektorytan eller som avståndet mitt i patienten vid känd eller förmodad exponeringsgeometri, se Bilaga 1. En kontroll kan t.ex. ske genom att ta en bild på ett objekt med känd storlek och sedan mäta objektets storlek i samtliga mjukvaror där utvärderingar görs. Kontrollen bör upprepas efter uppgraderingar som kan tänkas påverka måttangivelserna.

## **RESULTAT**

Antal JND/DDL får inte avvika med mer än 10 procent från det önskade.



**Figur 1:** Exempel på resultat från ljusmätningar enligt avsnitt 0.

## UPPSKATTNING AV MÄTOSÄKERHET

## RAPPORT

## REFERENSER

1. E. Samei, A. Badano, D. Chakraborty, K. Compton, C. Cornelius, K. Corrigan, M.J. Flynn, B. Hemminger, N. Hangiandreou, J. Johnson, M. Moxley, W. Pavlicek, H. Roehrig, L. Rutz, J. Shepard, R. Uzenoff, J. Wang, C. Willis, "Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18", *AAPM On-Line Report No. 03* (Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA, 2005)
2. NEMA PS 3.14-2001, *Digital imaging and communications in medicine (DICOM) part 14: grayscale standard display function* (National Electrical Manufacturers Association, 1300 N, 17th Street, Rosslyn, Virginia 22209, USA, 2001)

## METODJUSTERINGAR

## BILAGOR

Appendix A: DICOM-fält som har med pixelstorlekar att göra.

Appendix B: Excel-fil för inmatning av luminansvärden och jämförelse med Dicom part 14.

## REVISIONSSIDA

### *Justering av metodbeskrivningen*

Enklare förändringar av metodbeskrivningen görs av metodansvarig och skall följa nedanstående regler. Principiella förändringar av metoden fordrar ett nytt godkännande av metoden.

1. Den gamla versionen av metodbeskrivningen sparas på servern i mappen *\Kvalitetsmanual Radiofysik\Kasserade metodbeskrivningar*.
2. Den metodansvarige inför ändringen i det elektroniska originalet på servern.
3. Alla eventuella papperskopior av den gamla metodbeskrivningen förstörs.
4. Ändringen beskrivs i nedanstående tabell, dateras och signeras.

| Nr | Beskrivning av ändringen | Datum | Sign |
|----|--------------------------|-------|------|
| 1  |                          |       |      |
| 2  |                          |       |      |
| 3  |                          |       |      |
| 4  |                          |       |      |
| 5  |                          |       |      |



## Appendix A: DICOM-fält som har med pixelstorlekar att göra.

Hämtat från Dicom-standard, del 3, 2007 års version

### **(0018,1164): Imager Pixel Spacing, (Page 378)**

Physical distance measured at the front plane of the Image Receptor housing between the centre of each pixel specified by a numeric pair - row spacing value (delimiter) column spacing value in mm. See 10.7.1.3 for further explanation of the value order. The value of this attribute shall never be adjusted to account for correction for the effect of geometric magnification or calibration against an object of known size; Pixel Spacing (0028,0030) is specified for that purpose.

### **(0018,7020): Detector Element Physical Size, (Page 650)**

Physical dimensions of each detector element that comprises the detector matrix, in mm. Expressed as row dimension followed by column. Note: This may not be the same as Detector Element Spacing (0018,7022) due to the presence of spacing material between detector elements.

### **(0018,7022): Detector Element Spacing, (Page 650)**

Physical distance between the centre of each detector element, specified by a numeric pair - row spacing value (delimiter) column spacing value in mm. See 10.7.1.3 for further explanation of the value order. Note: This may not be the same as the Imager Pixel Spacing (0018,1164), and should not be assumed to describe the stored image.

### **(0028,0030): Pixel Spacing, (Page 301)**

Physical distance in the patient between the centre of each pixel, specified by a numeric pair adjacent row spacing (delimiter) adjacent column spacing in mm. See 10.7.1.1 and 10.7.1.3.

#### **10.7.1.1 Pixel Spacing (Page 82)**

The Pixel Spacing (0028,0030) attribute specifies the physical distance in the patient between the center of each pixel. If the image has not been calibrated to correct for the effect of geometric magnification, the values of this attribute shall be the same as in Imager Pixel Spacing (0018,1164) or Nominal Scanned Pixel Spacing (0018,2010), if either of those attributes are present.

If the values are different from those in Imager Pixel Spacing (0018,1164) or Nominal Scanned Pixel Spacing (0018,2010), then the image has been corrected for known or assumed geometric magnification or calibrated with respect to some object of known size at known depth within the patient.

If Pixel Spacing Calibration Type (0028,0402) and Imager Pixel Spacing (0018,1164) and Nominal Scanned Pixel Spacing (0018,2010) are absent, then it cannot be determined whether or not correction or calibration have been performed.

Notes:

1. Imager Pixel Spacing (0018,1164) is a required attribute in DX family IODs.
2. Nominal Scanned Pixel Spacing (0018,2010) is a required attribute in Multi-frame SC family IODs

#### **10.7.1.3 Pixel Spacing Value Order (Page 83)**

All pixel spacing related attributes are encoded as the physical distance between the centres of each two-dimensional pixel, specified by two numeric values.

The first value is the row spacing in mm, that is the spacing between the centres of adjacent rows, or vertical spacing. The second value is the column spacing in mm, that is the spacing between the centres of adjacent columns, or horizontal spacing.

To illustrate, consider the following example:

Pixel Spacing = Row Spacing \ Column Spacing = 0.30 mm \ 0.25 mm.

This description applies to:

- Pixel Spacing (0028,0030)
- Imager Pixel Spacing (0018,1164)
- Nominal Scanned Pixel Spacing (0018,2010)
- Image Plane Pixel Spacing (3002,0011)
- Compensator Pixel Spacing (300A,00E9)
- Detector Element Spacing (0018,7022)
- Presentation Pixel Spacing (0070,0101)
- Printer Pixel Spacing (2010,0376)
- Object Pixel Spacing in Centre of Beam (0018,9404)